

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平1-106275

⑤ Int. Cl. ⁴	識別記号	庁内整理番号	⑬ 公開 平成1年(1989)4月24日
G 06 F 15/68	3 1 0	8419-5B	
G 01 N 23/04		2122-2G	
G 03 B 42/02		B-7447-2H	
G 06 F 15/62	3 9 0	A-8419-5B	
H 04 N 1/04		E-7037-5C	
1/40	1 0 1	D-7136-5C	審査請求 未請求 発明の数 2 (全9頁)

⑭ 発明の名称 放射線画像処理方法および装置

⑮ 特 願 昭62-265011

⑯ 出 願 昭62(1987)10月20日

⑰ 発 明 者 菱 沼 和 弘 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フイルム株式会社内

⑱ 出 願 人 富士写真フイルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼210番地

⑲ 代 理 人 弁理士 柳田 征史 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

放射線画像処理方法および装置

2. 特許請求の範囲

(1) 放射線画像情報が蓄積記録されている蓄積性蛍光体を励起光により走査し、この励起光による各走査点から発せられる輝尽発光光を光電的に読み取ってオリジナル画像信号を得た後、記録媒体に放射線画像を可視像として再生するにあたり、

各走査点に対応して周囲の所定範囲内のオリジナル画像信号またはこのオリジナル画像信号に中間処理を施した画像信号を平均化することにより求めた1個または前記所定範囲を変えて求めた複数個のポケマスク信号を S_{k-1} ($k=1, 2, \dots, n; n$ はポケマスク信号の個数を示す整数)、前記オリジナル画像信号またはこのオリジナル画像信号に中間処理を施した画像信号を S_{k-1} 、 S_{k-2} 、前記1個または複数個のポケマスク信号にそれぞれ対応する1個または複数個の減衰係数を β_k ($k=1, 2, \dots, n$)、演算処理後の画像信号を S' としたとき

に、

前記減衰係数 β_k ($k=1, 2, \dots, n$)のうち少なくとも1個の減衰係数 β_k (k は1～ n 内の整数)が

$$0 < \beta_k \quad (\text{但し } \beta_k \neq 1)$$

の範囲にある定数であり、この減衰係数 β_k を用いて、

$$S' = S_{k-1} - \sum_{k=1}^n \beta_k (S_{k-2} - S_{k-1})$$

の式にしたがって演算を行ない、

前記減衰係数 β_k に対応するポケマスク信号 S_{k-1} が有する空間周波数成分より高い空間周波数成分を減衰させることを特徴とする放射線画像処理方法。

(2) 前記減衰係数 β_k が、

$$0 < \beta_k < 1$$

の範囲にある定数であることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。

(3) 前記オリジナル画像信号またはこのオリジナル

画像信号に中間処理を施した画像信号 S_{11} , S_{12} が、いずれも同一の前記オリジナル画像信号であることを特徴とする特許請求の範囲第1項または第2項記載の放射線画像処理方法。

- (4) 前記オリジナル画像信号またはこのオリジナル画像信号に中間処理を施した画像信号 S_{11} , S_{12} が、いずれも前記オリジナル画像信号に同一の中間処理を施すことにより得られた、同一の画像信号であることを特徴とする特許請求の範囲第1項または第2項記載の放射線画像処理方法。
- (5) 前記オリジナル画像信号またはこのオリジナル画像信号に中間処理を施した画像信号 S_{11} , S_{12} のうちの一方が、前記オリジナル画像信号またはこのオリジナル画像信号に第1の中間処理を施した画像信号であり、他方が、前記オリジナル画像信号に第2の中間処理を施した画像信号であることを特徴とする特許請求の範囲第1項または第2項記載の放射線画像処理方法。
- (6) 放射線画像情報が蓄積記録されている蓄積性蛍光体を励起光により走査し、この励起光による各

走査点から発せられる輝尽発光光を光電的に読み取ってオリジナル画像信号を得た後、このオリジナル画像信号を演算部で処理し、処理後の画像信号に基づいて記録媒体に放射線画像を可視像として再生する放射線画像記録再生システムにおける放射線画像処理装置において、

前記演算部が、各走査点に対応して周囲の所定範囲内のオリジナル画像信号またはこのオリジナル画像信号に中間処理を施した画像信号を平均化することにより求めた1個または前記所定範囲を変えて求めた複数個のボケマスク信号を S_{11}, \dots, S_{1n}

($k=1, 2, \dots, n$; n はボケマスク信号の個数を示す整数)、前記オリジナル画像信号またはこのオリジナル画像信号に中間処理を施した画像信号を S_{11} , S_{12} 、前記1個または複数個のボケマスク信号にそれぞれ対応する1個または複数個の減衰係数を β_k ($k=1, 2, \dots, n$)、演算処理後の画像信号を S' としたときに、

前記減衰係数 β_k ($k=1, 2, \dots, n$) のうち少なくとも1個の減衰係数 β_1 (β_1 は $1 \sim n$ 内の整数)

が

$$0 < \beta_1 \quad (\text{但し } \beta_1 \neq 1)$$

の範囲にある定数であり、この減衰係数 β_1 を用いて、

$$S' = S_{11} - \sum_{k=1}^n \beta_k (S_{12} - S_{1k})$$

の式にしたがって演算を行なうものであることを特徴とする放射線画像処理装置。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、放射線画像信号の周波数処理に関し、特に被写体へ照射する放射線量の低減に起因した再生画像の粒状性の劣化を抑制する周波数処理を行なう放射線画像処理方法、およびこの方法を実施する装置に関するものである。

(従来の技術)

ある種の蛍光体に放射線(X線、 α 線、 β 線、 γ 線、電子線、紫外線等)を照射すると、この放射線エネルギーの一部が蛍光体中に蓄積され、この蛍光体に可視光等の励起光を照射すると、蓄積されたエネルギーに応じて蛍光体が輝尽発光を示すことが知られており、このような性質を示す蛍光体は蓄積性蛍光体(輝尽性蛍光体)と呼ばれる。

この蓄積性蛍光体を利用して、人体等の被写体に放射線を照射して撮影し、この被写体の放射線画像情報を一旦蓄積性蛍光体のシートに記録し、この蓄積性蛍光体シートをレーザ光等の励起光で2次元的に走査して輝尽発光光を生ぜしめ、得ら

れた輝尽発光光を光検出器により光電的に読み取って画像信号を得、この画像信号に基づき写真感光材料等の記録材料、CRT等の表示装置に被写体の放射線画像を可視像として出力させる放射線画像情報記録再生システムが本出願人によりすでに提案されている。(特開昭55-12429号、同56-11395号など。)

このシステムは、従来の銀塩写真を用いる放射線写真システムと比較して極めて広い放射線露出域にわたって画像を記録しようという実用的な利点を有している。すなわち、蓄積性蛍光体においては、放射線露光量に対して蓄積後に励起によって輝尽発光する発光光の光量が極めて広い範囲にわたって比例することが認められており、従って種々の撮影条件により放射線露光量がかかなり大幅に変動しても、蓄積性蛍光体シートより放射される輝尽発光光の光量を読取ゲインを適当な値に設定して光電変換手段により読み取って電気信号に変換し、この電気信号を用いて写真感光材料等の記録材料、CRT等の表示装置に放射線画像を可

視像として出力させることによって、放射線露光量の変動に影響されない放射線画像を得ることができる。

(発明が解決しようとする問題点)

上記放射線画像情報記録再生システムを人体の診断に用いると、従来のX線撮影診断システムと比べ人体の被曝線量を大幅に低減させることができる。

しかしながら、撮影時に被写体に照射する放射線量を低減させるほど放射線の量子雑音等の放射線画像に与える影響が大きくなり画像の粒状性が劣化し、粗くざらついた印象の再生画像となってしまう。

この粒状性を改良する方法のうち装置上の工夫としては、蓄積性蛍光体シートを厚くするまたはこのシートに使用する蓄積性蛍光体の粒子を大粒化する等により撮影時にぼけた画像を蓄積記録する、走査する励起光の径を大きくして読取時に画像をぼかして読み取る、読み取ったアナログの画像信号をアナログフィルタに入力してぼかす等

が考えられる。粒状性を向上させるとともにシャープネス等の他の画質性能の劣化を極力抑えるには微妙な制御が必要であるにもかかわらず上記方法では、それぞれ、シートの品種を増やさなければならずまたシートの品種を増やしても制御できる自由度が限定されてしまう、機構が複雑となる割には制御できる自由度が極めて低い、時系列な画像信号の流れの方向(主走査の方向)しか制御できない等の問題点を有する。また、この粒状性を画像処理により改良させる方法としては、FFT(Fast Fourier Transform)を用いて周波数処理をする、ディジタル的に、各走査点についてこの走査点の周囲の画像信号の平均値を求めることによりぼかす方法等が考えられる。FFTを用いる方法は制御できる自由度は極めて大きい、大容量の画像信号に適用するには処理速度が遅すぎる、またこれを高速化するには大きなコストアップを伴う等の問題点を有する。上記ディジタル的にぼかす方法は処理時間は早い、微妙な制御はできず、通常ぼかし過ぎになってしまうという問題

点を有する。

本発明は、上記問題点に鑑み、放射線画像の粒状性を改良させるとともに他の画質性能の劣化を最小限に抑えることができ、しかも装置を複雑化することなく、演算時間も十分許容できる範囲内にある放射線画像処理方法、およびこの方法を実施することのできる装置を提供することを目的とするものである。

(問題点を解決するための手段)

本発明の放射線画像処理方法は、放射線画像情報が蓄積記録されている蓄積性蛍光体を励起光により走査し、この励起光による各走査点から発せられる輝尽発光光を光電的に読み取ってオリジナル画像信号を得た後、記録媒体に放射線画像を可視像として再生するにあたり、

各走査点に対応して周囲の所定範囲内のオリジナル画像信号またはこのオリジナル画像信号に中間処理を施した画像信号を平均化することにより求めた1個または上記所定範囲を変えて求めた複数のボケマスク信号を $S_{k-1,2,\dots,n;n}$

はポケマスク信号の個数を示す整数)、オリジナル画像信号またはオリジナル画像信号に中間処理を施した画像信号を $S_{0,1}$ 、 $S_{0,2}$ 、上記1個または複数個のポケマスク信号にそれぞれ対応する1個または複数個の減衰係数を β_k ($k=1,2,\dots,n$)、演算処理後の画像信号を S' としたときに、

減衰係数 β_k ($k=1,2,\dots,n$)のうち少なくとも1個の減衰係数 β_k (k は1~ n 内の整数)が

$$0 < \beta_k \quad (\text{但し } \beta_k \neq 1)$$

の範囲内にある定数であり、この減衰係数 β_k を用いて、

$$S' = S_{0,1} - \sum_{k=1}^n \beta_k (S_{0,2} - S_{\dots,k})$$

の式にしたがって演算を行ない、

減衰係数 β_k に対応するポケマスク信号 $S_{\dots,k}$ が有する空間周波数成分より高い空間周波数成分を減衰させることを特徴とするものである。

また、上記放射線画像処理方法を実施するための本発明の放射線画像処理装置は、放射線画像情

報が蓄積記録されている蓄積性蛍光体を励起光により走査し、この励起光による各走査点から発せられる輝尽発光光を光電的に読み取ってオリジナル画像信号を得た後、このオリジナル画像信号を演算部で処理し、処理後の画像信号に基づいて記録媒体に放射線画像を可視像として再生する放射線画像記録再生システムにおける放射線画像処理装置において、

前記演算部が、各走査点に対応して周囲の所定範囲内のオリジナル画像信号またはこのオリジナル画像信号に中間処理を施した画像信号を平均化することにより求めた1個または前記所定範囲を変えて求めた複数個のポケマスク信号を $S_{\dots,k}$

($k=1,2,\dots,n$; n はポケマスク信号の個数を示す整数)、前記オリジナル画像信号またはこのオリジナル画像信号に中間処理を施した画像信号を $S_{0,1}$ 、 $S_{0,2}$ 、前記1個または複数個のポケマスク信号にそれぞれ対応する1個または複数個の減衰係数を β_k ($k=1,2,\dots,n$)、演算処理後の画像信号を S' としたときに、

の式にしたがって演算を行なうようにしたものである。

上記(1)を変形すると、

$$S' = S_{0,1} - \beta_k (S_{0,2} - S_{\dots,k})$$

$$- \sum_{k=1}^{k-1} \beta_k (S_{0,2} - S_{\dots,k})$$

$$- \sum_{k=1}^n \beta_k (S_{0,2} - S_{\dots,k}) \dots (2)$$

となる。

この(2)式の第2項 $\beta_k (S_{0,2} - S_{\dots,k})$ に着目すると、この項のかっこ内 $S_{0,2} - S_{\dots,k}$ により、たとえばオリジナル画像信号である $S_{0,2}$ からポケマスク信号 $S_{\dots,k}$ を引き算することにより、 $S_{0,2}$ からポケマスク信号 $S_{\dots,k}$ が有している低い空間周波数成分が引き算される。この $S_{0,2} - S_{\dots,k}$ に $0 < \beta_k$ ($\beta_k \neq 1$)の減衰係数 β_k をかけ算した $\beta_k (S_{0,2} - S_{\dots,k})$ をさらにたとえばオリジナル画像信号である $S_{0,1}$ から引き算することによ

前記減衰係数 β_k ($k=1,2,\dots,n$)のうち少なくとも1個の減衰係数 β_k (k は1~ n 内の整数)が

$$0 < \beta_k \quad (\text{但し } \beta_k \neq 1)$$

の範囲内にある定数であり、この減衰係数 β_k を用いて、

$$S' = S_{0,1} - \sum_{k=1}^n \beta_k (S_{0,2} - S_{\dots,k})$$

の式にしたがって演算を行なうことを特徴とするものである。

(作 用)

本発明の放射線画像処理方法は、前述したように減衰係数 β_k ($k=1,2,\dots,n$)のうちの少なくともひとつの減衰係数 β_k が

$$0 < \beta_k \quad (\beta_k \neq 1)$$

の範囲内にある定数であり、

$$S' = S_{0,1} - \sum_{k=1}^n \beta_k (S_{0,2} - S_{\dots,k}) \dots (1)$$

り、 S_{11} の信号から $S_{12}-S_{13}$ の有する高い空間周波数成分を減衰させることができる。この高い空間周波数成分を画像の粒状雑音と一致させ、かつ減衰係数 β_1 を $0 < \beta_1$ ($\beta_1 \neq 1$)の適切な値に定めることにより、画像の粒状雑音を減衰させるとともに、シャープネス等他の画質性能の劣化を最小限にとどめることができる。またこの演算方法を実施するための放射線画像処理装置は、前述した特開昭55-12429号、同56-11395号等において本出願人が提案した放射線画像情報記録再生システムにおける放射線画像処理装置と比べ、装置を特に複雑化することなく上記放射線画像処理方法を実施するための装置を実現することができ、また演算時間も十分許容できる範囲内とすることができる。上記画像信号 S_{11} 、 S_{12} としては、光電的に読み取ったオリジナル画像信号を双方に用いてもよく、オリジナル画像信号に中間的な画像処理を施し、この画像処理を施した信号を一方または双方に用いてもよい。

次に上記(2)式の第3項、第4項について説明す

第1項と第2項のみ、すなわち

$$S' = S_{11} - \beta_1 (S_{12} - S_{13}) \dots (4)$$

である。

この式(4)は前述したように、粒状雑音の有する空間周波数成分を積極的に減衰させることを示している。

ところが粒状雑音の有する空間周波数は同時にシャープネス等他の画質性能に影響する空間周波数と重なっていることが上記特開昭55-163472号の発明者らによって明らかとなっており、このため粒状雑音の有する空間周波数を積極的に減衰させると他の画質性能も回復不可能な程度に劣化することが十分想像でき、したがって従来は粒状雑音の有する空間周波数成分を積極的に減衰させずに、粒状性能への寄与率よりシャープネス等他の画質性能への寄与率が比較的大きな空間周波数成分を強調することにより画質の改善を図っていたものである。

本発明者らは、粒状雑音の性質をさらに詳細に検討した結果、減衰させるべき空間周波数と、こ

ろ。粒状雑音はかなり広範囲な空間周波数成分を有している。したがって上記(2)式第1項および第2項の組み合わせで十分に粒状雑音を抑えることができない場合は、第2項とは空間周波数帯を変えて、第2項と同様の演算を第3項または第4項で行なうことができるようにしたものである。また、第3項、第4項で減衰係数 β_m ($m \neq 1$)を $\beta_m < 0$ とし、たとえば特開昭55-163472号において本出願人が提案した、特定の空間周波数成分を強調する演算を組み合わせてもよい。

ここで、上記画像処理方法を、本出願人が上記特開昭55-163472号等において提案した、

非鋭鮮マスク信号を S_{11} 、オリジナル画像信号を S_{12} 、強調係数を β 、処理後の信号を S' としたときに、

$$S' = S_{12} + \beta (S_{11} - S_{12}) \dots (3)$$

の式にしたがって特定の空間周波数成分を強調する演算を行なう場合との基本的な差異について説明する。

本発明についての最も単純な式は、上記(2)式の

の空間周波数を減衰させる程度を微妙に選択して粒状雑音の有する空間周波数成分を積極的に抑えることにより、粒状雑音を目立たなくし、かつシャープネス等他の画質性能を劣化を最小限に抑え得ることを見出したのである。上記減衰を行なうための減衰係数 β_1 の最適値は、放射線画像の種類等により異なるが、 $0 < \beta_1 < 1$ の範囲内にこの最適値が存在していることが多い。

(実施例)

以下、添付図面を参照して本発明の実施例について説明する。

第2図は、本発明の放射線画像処理方法を使用した放射線画像処理装置の一例を示す斜視図である。

被写体の放射線画像情報が蓄積記録された蓄積性蛍光体シート1はモータ2により駆動されるエンドレスベルト等のシート搬送手段3により、矢印Y方向に搬送(副走査)される。一方、レーザー光源4から発せられた励起光5はモータ13により駆動され矢印方向に高速回転する回転多面鏡6に

よって反射偏向され、 $f\theta$ レンズ等の集束レンズ7を通過した後、ミラー8により光路を変えて前記シート1に入射し前記副走査方向(矢印Y方向)と略垂直な矢印X方向に主走査する。この励起光9が照射されたシート1の箇所からは、蓄積記録されている放射線画像情報に応じた光量の輝尽発光光9が発散され、この輝尽発光光9は集光体10によって集光され、光検出器としてのフォトマルチプライヤー(光電子増倍管)11によって光電的に検出される。上記集光体10はアクリル板等の導光性材料を成形して作られたものであり、直線状をなす入射端面10aが蓄積性蛍光体シート1上の主走査線に沿って延びるように配され、円環状に形成された出射端面10bに上記フォトマルチプライヤー11の受光面が結合されている。上記入射端面10aから集光体10内に入射した輝尽発光光9は、該集光体10の内部を全反射を繰り返して進み、出射端面10bから出射してフォトマルチプライヤー11に受光され、前記放射線画像情報を担持する輝尽発光光9の光量がフォトマルチプライヤ

ー11によって検出される。

フォトマルチプライヤー11から出力されたアナログ出力信号Sは増幅器16によって増幅され、A/D変換器17において所定の収録スケールファクターでデジタル化される。

このようにして得られたデジタル化されたオリジナル画像信号 $S_{0..}$ が演算部18に入力され、演算部18では、各走査点に対応して周囲の所定範囲内の画像信号を平均化することによりポケマスク信号 $S_{k..}$ ($k=1, 2, \dots, n$; n は上記所定範囲を変えて求めたポケマスク信号の個数)が求められ、演算部18に入力されたオリジナル画像信号 $S_{0..}$ またはこのオリジナル画像信号 $S_{0..}$ に中間処理を施した信号を $S_{0.1}$, $S_{0.2}$ および上記ポケマスク信号 $S_{k..}$ ($k=1, 2, \dots, n$)にそれぞれ対応してあらかじめ用意されていた減衰係数 β_k ($k=1, 2, \dots, n$)を用いて、

$$S' = S_{0.1} - \sum_{k=1}^n \beta_k (S_{0.2} - S_{k..}) \dots (5)$$

の式に従って演算処理後の画像信号 S' が求められる。上記(5)式に示す演算処理のうち最も単純な演算処理は、1個のポケマスク信号 $S_{k..}$ 、減衰係数 β_k ($0 < \beta_k$ ($\beta_k \neq 1$))を用いて、

$$S' = S_{0.1} - \beta_k (S_{0.2} - S_{k..}) \dots (6)$$

の式に従った演算処理である。この演算処理は、ポケマスク信号 $S_{k..}$ が有する空間周波数成分より高い空間周波数成分を減衰させることを意味しており、減衰させる空間周波数成分と減衰の程度を適切に選択することにより、見かけ上画像の粒状性能を向上させるとともに、シャープネス等他の画質性能の劣化を最小限に抑えることができる。

演算部18で上記演算の施された画像信号 S' はメモリ19に記憶され、必要に応じて画像表示装置20にこの画像信号に基づく放射線画像が再生表示される。

第3A図～第3C図は、各々第2図に示した演算部18のそれぞれ異なる構成例を示したブロック図である。

第3A図の構成例では、オリジナル画像信号

$S_{0..}$ が図の左側から記憶手段21に入力され、一時記憶される。記憶手段21に一時記憶されたオリジナル画像信号 $S_{0..}$ が後述する減算手段24に直接入力されるとともに第1のポケマスク信号計算手段22a等の n 個のポケマスク信号計算手段22a, 22b, ..., 22nに並列に入力される。これらのポケマスク信号計算手段22a, 22b, ..., 22nでは、それぞれ各走査点に対応して周囲の $N_1 \times N_1$ 個, $N_2 \times N_2$ 個, ..., $N_n \times N_n$ 個の走査点の画像信号を平均化してポケマスク信号 $S_{1..}$, $S_{2..}$, ..., $S_{n..}$ が求められる。これらのポケマスク信号 $S_{1..}$, $S_{2..}$, ..., $S_{n..}$ はそれぞれ第1の減算項計算手段23a等の n 個の減算項計算手段23a, 23b, ..., 23nに入力され、それぞれ減衰項 $\beta_1 (S_{0..} - S_{1..})$, $\beta_2 (S_{0..} - S_{2..})$, ..., $\beta_n (S_{0..} - S_{n..})$ が計算される。これらの減衰項およびオリジナル画像信号 $S_{0..}$ が減算手段24に入力されて、

$$S' = S_{\dots} - \sum_{i=1}^n \beta_i (S_{\dots} - S_{\dots i}) \dots (6)$$

が計算され、演算処理後の画像信号 S' が求められる。

第3B図は、第3A図とは異なる演算部18の構成例を示したブロック図である。第3A図と同一の部分については第3A図と同一の番号を付し、説明は省略する。

この構成例におけるポケマスク信号計算手段22'では、まず各走査点を中心として 3×3 個の走査点の平均値を求め、さらにこの平均値の平均値を求めることにより 9×9 個、 15×15 個等の走査点の平均値を求めるようにして、各減衰項計算手段23a, 23b, ..., 23n に対応したポケマスク信号を計算し、各減衰項計算手段23a, 23b, ..., 23n に送るようにしたものである。こうすることによりポケマスク信号を効率よく計算することができる。

第3C図は、第2図に示す演算部18の、さらに

る。この計算結果が減算手段24' に送られ、画像信号 S_1 にさらに第2の中間処理を施した画像信号 $S_2 = S_1 - \beta_2 (S_1 - S_{\dots 2})$ が計算される。

以上のループを n 回繰り返すことにより、最終的な演算処理が施された信号 S' が、

$$S' = S_{\dots} - \beta_n (S_{\dots} - S_{\dots n}) \dots (7)$$

として求まる。

このように、中間処理を施した画像信号 S_1, S_2, \dots, S_{n-1} を用いてポケマスク信号 $S_{\dots 1}, S_{\dots 2}, \dots, S_{\dots n}$ の計算および(7)式に代表される計算を行なうことによってシャープネス等の画質性能の劣化を最小限に抑えながら粒状雑音を有効的に減衰させることができる。

上式(7)は、前述した第(5)式と比較すると、画像信号 $S_{\dots 1}, S_{\dots 2}$ として同一の画像信号 $S_{\dots 1}$ を用いているが、たとえば第3C図に示す減衰項計算手段23'にもオリジナル画像信号 S_{\dots} を直接入力して記憶しておき、この減衰項計算手段23'における計算では中間処理後の画像信号 $S_1, S_2,$

異なる構成例を示したブロック図である。

オリジナル画像信号 S_{\dots} が一旦記憶手段21'に記憶された後、ポケマスク信号計算手段22'に送られる。ポケマスク信号計算手段22'ではオリジナル画像信号 S_{\dots} に基づいて減衰係数 β_1 に対応するポケマスク信号 $S_{\dots 1}$ が計算される。このポケマスク信号 $S_{\dots 1}$ が減衰項計算手段23'に送られ、減衰項計算手段23'では $\beta_1 (S_{\dots} - S_{\dots 1})$ が計算され、減算手段24'に送られる。減算手段24'では、オリジナル画像信号 S_{\dots} に中間処理を施した画像信号 $S_1 = S_{\dots} - \beta_1 (S_{\dots} - S_{\dots 1})$ が計算される。

この計算結果の画像信号 S_1 が、記憶手段21'に戻され、記憶手段21'に記憶されていたオリジナル画像信号 S_{\dots} のかわりに記憶される。この画像信号 S_1 がポケマスク信号計算手段22'に送られ、今度は画像信号 S_1 に基づいて減衰係数 β_2 に対応するポケマスク信号 $S_{\dots 2}$ が計算され、このポケマスク信号 $S_{\dots 2}$ が減衰項計算手段23'に送られ、 $\beta_2 (S_1 - S_{\dots 2})$ の計算がなされ

..., S_{n-1} を使用せず、常にオリジナル画像信号 S_{\dots} を使用して、

$$\beta_1 (S_{\dots} - S_{\dots 1})$$

$$\beta_2 (S_{\dots} - S_{\dots 2})$$

.....

等の計算を行ない、最終的に

$$S' = S_{\dots} - \beta_n (S_{\dots} - S_{\dots n}) \dots (8)$$

の計算を行なう等、画像信号 $S_{\dots 1}, S_{\dots 2}$ が異なってもよい。

第1図は、本発明の放射線画像処理方法を用いて $n=2$ (ポケマスク信号および減衰係数が2個)の場合について計算した例を空間周波数領域で示したグラフである。横軸は空間周波数を示しており、縦軸は直流成分を1とした相対値を示している。簡単のため、演算処理後の画像信号 S' をフーリエ変換して空間周波数領域で示した信号も同様に S' で表現した。

グラフAはある放射線画像について粒状雑音を抑え、かつシャープネス等他の画質性能の劣化を最小限に抑えるために最適な空間周波数特性を示

した理想的なグラフである。このグラフAに対しグラフA'は、ボケマスク信号 $S_{...1}$ 、 $S_{...2}$ としてそれぞれ各走査点の周囲 15×15 個、 5×5 個の走査点の平均値を用い、減衰係数 β_1 、 β_2 として各々 $\beta_1 = 0.1$ 、 $\beta_2 = 0.4$ を用いて

$$S' = S_{...} - \beta_1 (S_{...} - S_{...1}) - \beta_2 (S_{...} - S_{...2}) \dots \dots (9)$$

の演算結果を空間周波数領域で示したグラフであり、グラフAと十分に近似している。

グラフBは、他の放射線画像について最適な空間周波数特性を示した理想グラフである。このグラフBに対しグラフB'は、ボケマスク信号 $S_{...1}$ 、 $S_{...2}$ としてそれぞれ各走査点の周囲 15×15 個、 3×3 個の走査点の平均値を用い、減衰係数 β_1 、 β_2 として各々 $\beta_1 = 0.1$ 、 $\beta_2 = 0.8$ を用いて、

$$S' = S_{...} - \beta_1 (S_{...} - S_{...1}) - \beta_2 (S_{...} - S_{...2}) \dots \dots (10)$$

の演算結果を空間周波数領域で示したグラフである。この場合もグラフB'はグラフBに十分に近

似している。

このように、被写体の種類、被写体に照射した放射線の強度等により放射線画像を区分しておき、各放射線画像に適合するようにボケマスク信号の計算方法および減衰係数の値を定めておいて前述の方法にしたがって演算処理を行なうことにより、その放射線画像の粒状雑音を効果的に減衰させるとともにシャープネス等の画質性能の劣化を最小限に抑えた再生画像を得ることができる。

(発明の効果)

本発明は、放射線画像情報が蓄積記録されている蓄積性蛍光体を励起光により走査し、この励起光による各走査点から発せられる輝尽発光光を光電的に読み取ってオリジナル画像信号を得た後、減衰係数 β_k ($k=1, 2, \dots, n$)のうち少なくともひとつの減衰係数 β_k が $0 < \beta_k$ ($\beta_k \neq 1$)の範囲内にある定数であり、

$$S' = S_{...} - \sum_{k=1}^n \beta_k (S_{...} - S_{...k})$$

の式にしたがって演算を行なうようにしたため、ボケマスク信号 $S_{...k}$ が有している空間周波数成分より高い空間周波数成分を減衰させることができ、放射線画像の粒状雑音を有効に減衰させるとともに、他の画質性能の劣化を最小限に押えることができる。またこの方法を実施する装置が特に複雑となることはなく、演算時間も十分許容できる範囲内とすることができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は、本発明の放射線画像処理方法を用いて計算した例を空間周波数領域で示したグラフ、

第2図は、本発明の放射線画像処理方法を実施した放射線画像処理装置の一例を示す斜視図、

第3A図～第3C図は、第2図に示した演算部のそれぞれ異なる構成例を示したブロック図である。

1…蓄積性蛍光体シート

2、13…モータ 3…シート搬送手段

4…レーザ 6…回転多面鏡

9…輝尽発光光 10…集光体

11…フォトマルチプライヤ

16…増幅器

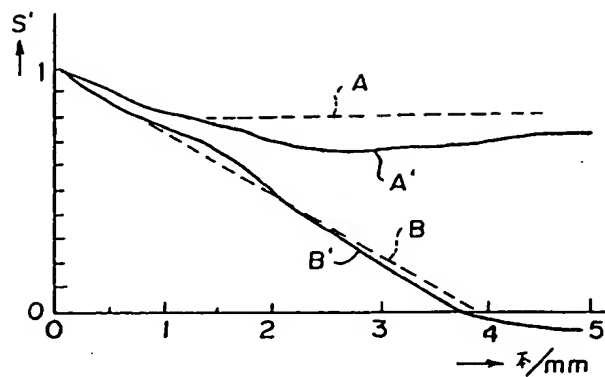
17…A/D変換器

18…演算部

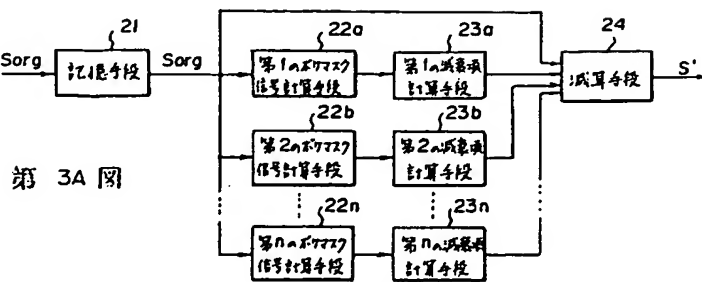
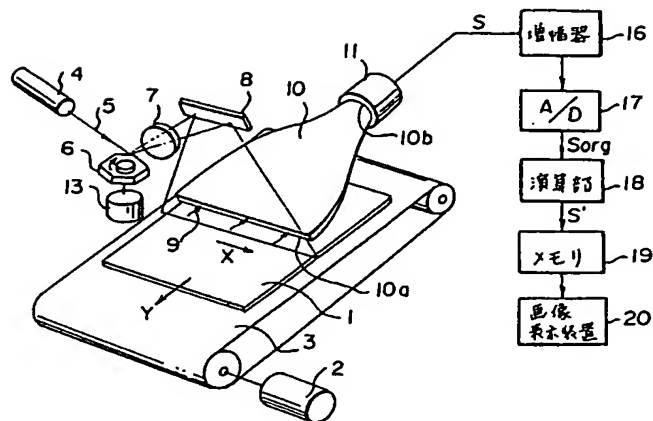
19…メモリ

20…画像表示装置

第 1 図

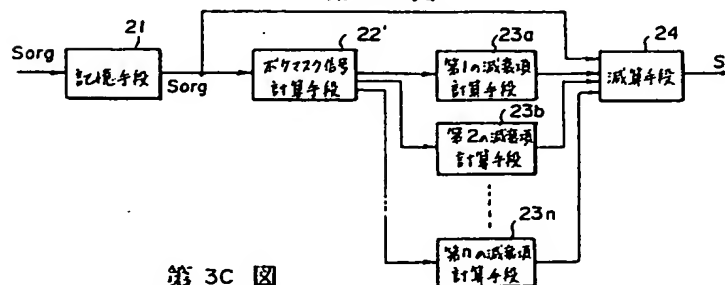


第 2 図



第 3A 図

第 3B 図



第 3C 図

